

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-061841

(43)Date of publication of application : 13.03.2001

(51)Int.Cl. A61B 8/08
A61B 8/06

(21)Application number : 11-243862

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 30.08.1999

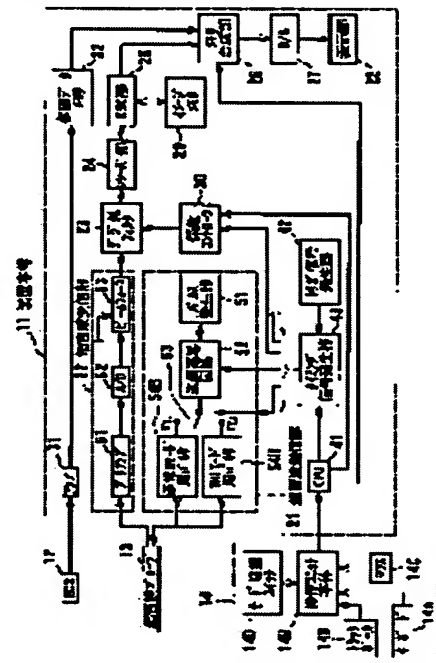
(72)Inventor : KAMIYAMA NAOHISA

(54) ULTRASONOGRAPH, AND METHOD OF PRODUCING ULTRASONIC IMAGE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide tomographic images of the same scanned part both in the THI(Tissue Harmonic Imaging) mode and in the regular B mode by imaging under the most suitable transmission condition for either mode.

SOLUTION: This ultrasonograph has transmitting/receiving means 21, 13, 22, and 23 for transmitting ultrasonic pulses under the most suitable condition of transmission/receiving for the regular B mode and for the THI(Tissue Harmonic Imaging) mode respectively to the same part of a subject to receive the echo signals in each mode. The apparatus also has tomographic image producing means 24, 25 and 29 for producing tomographic images in the regular B mode and in the THI mode based on the echo signals and display means 26-28 for displaying the tomographic images in the regular B mode and in the THI mode at the same time.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

(43)公開日 平成13年3月13日(2001.3.13)

テーマコード* (参考)

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数20 OL (全 15 頁)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(22) 出題日 平成11年8月30日(1999.8.30)

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社
東芝那須工場内

(74) 代理人 100078765

弁理士 波多野 久 (外1名)

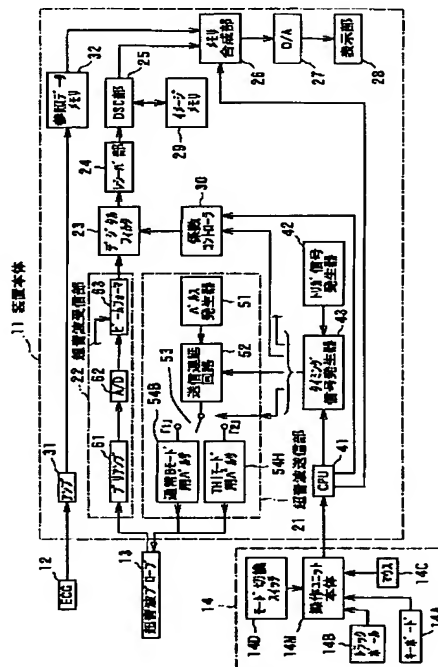
[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像の生成方法

(57) 【要約】

【課題】TH1（ティッシュハーモニックイメージング）モード及び通常Bモード夫々最適な送信条件でイメージングを行ない、両モードによる同一スキャン部位の断層像を同時に提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、被検体の同一部位に、通常Ｂモードに最適な送受信条件とＴＨＩ（ティッシュハーモニックイメージング）モードに最適な送受信条件との元で、超音波パルスを各別に送信してそれらのエコー信号を各別に得る送受信手段（２１，１３，２２，２３）を備える。さらに、そのエコー信号に基づいて通常Ｂモード及びＴＨＩモードの断層像を生成する生成手段（２４，２５，２９）と、この通常Ｂモード及びＴＨＩモードの断層像を同時に表示する表示手段（２６～２８）とを備える。



(2) 開2001-61841(P2001-6rA)

【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体の同一部位に、通常Bモードに最適な送信条件を含む送受信条件とTHI（ティッシュハーモニクイメーキング）モードに最適な送信条件を含む送受信条件との元で、超音波パルスを各別に送信してそれらのエコー信号を各別に得る送受信手段と、この送受信手段が得たエコー信号に基づいて前記通常Bモード及びTHIモードの断層像を生成する生成手段と、この通常Bモード及びTHIモードの断層像を同時に表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1記載の超音波診断装置において、前記送受信手段は、通常Bモードに最適な送信条件を含む送受信条件の元で被検体に超音波パルスを送信してそのエコー信号を得る第1の送受信手段と、THIモードに最適な送信条件を含む送受信条件の元で前記被検体に超音波パルスを送信してそのエコー信号を得る第2の送受信手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 請求項2記載の超音波診断装置において、前記第1の送受信手段は、前記通常Bモードに最適な送信条件に従う超音波パルスを送信する第1の送信手段と、この超音波パルスの送信に応答したエコー信号を前記通常Bモードで受信する第1の受信手段とを備える一方で、前記第2の送受信手段は、前記THIモードに最適な送信条件に従う超音波パルスを送信する第2の送信手段と、この超音波パルスの送信に応答したエコー信号を前記THIモードで受信する第2の受信手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項1乃至3の何れか一項に記載の超音波診断装置において、前記表示手段は、前記通常Bモード及びTHIモードの断層像を同一モニタの同一画面上に同時に表示する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項1乃至3の何れか一項に記載の超音波診断装置において、前記THIモードに最適な送信条件は、前記通常Bモードに最適な送信条件に比べて、より低い送信周波数、より少ない送信波数、より低レベルの駆動電圧、及びより少ない駆動素子数の内、少なくとも1つの項目を満足させる条件であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 請求項1乃至3の何れか一項に記載の超音波診断装置において、前記通常Bモードに最適な送受信条件の元での前記送受信と前記THIモードに最適な送受信条件の元での前記送受信とを前記超音波パルスによるラスタ毎に切り換えて実行させる送受信制御手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】 請求項6に記載の超音波診断装置において、前記送受信制御手段は、前記各モードに最適な送受信条件の元での前記送受信を各ラスタに対して少なくとも1回実行させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 請求項7に記載の超音波診断装置において、前記送受信制御手段は、前記両モードに最適な送受信条件での前記送受信をラスタ毎に交互に繰り返して実行させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】 請求項1乃至3の何れか一項に記載の超音波診断装置において、前記通常Bモードに最適な送受信条件の元での前記送受信と前記THIモードに最適な送受信条件の元での前記送受信とを画像のフレーム毎に切り換えて実行させる送受信制御手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項10】 請求項9に記載の超音波診断装置において、前記送受信制御手段は、前記両モードに最適な送受信条件での前記送受信をフレーム毎に交互に繰り返して実行させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項11】 請求項9に記載の超音波診断装置において、前記送受信制御手段は、前記両モードに最適な送受信条件での前記送受信を、少なくとも一方のモードに対しては複数フレーム分連続して実行させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項12】 請求項9乃至11の何れか一項に記載の超音波診断装置において、前記表示手段は、前記通常Bモード及びTHIモードの断層像を同一モニタの同一画面上に同時に表示する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項13】 被検体に超音波パルスをラスタ毎に送信するとともにエコー信号を受信する送受信手段と、前記被検体に極性反転前後の超音波パルスをラスタ毎に各別に送信する送信手段と、極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を夫々受信する受信手段と、この受信手段により受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を相互に加算する加算手段と、この加算手段により加算されたエコー信号と前記送受信手段より受信されたエコー信号とに基づき各別に複数種類の断層像を生成する生成手段と、この複数種類の断層像を同時に表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項14】 被検体に極性反転前後の超音波パルスをラスタ毎に各別に送信する送信手段と、極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を夫々受信する受信手段と、この受信手段により受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を相互に加算する加算手段

(3) 開2001-61841(P2001-60GzA)

と、この加算手段により加算されたエコー信号と前記受信手段より受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号の少なくとも一方とに基づき複数種類の断層像を生成する生成手段と、この複数種類の断層像を同時に表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項15】 被検体に極性反転前後の超音波パルスをラスタ毎に各別に送信する送信手段と、極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を夫々受信する受信手段と、この受信手段により受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号の何れか一方に重み係数としての調整可能なゲインを乗算する乗算手段と、この乗算手段が出力するエコー信号と前記受信手段により受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号のもう一方とを相互に加算する加算手段と、この加算手段により加算されたエコー信号に基づき断層像を生成する生成手段と、この断層像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項16】 請求項13乃至15のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、前記受信手段はティッシュハーモニックイメージング（THI）法に従って前記エコー信号の受信を行なう手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項17】 請求項16に記載の超音波診断装置において、前記受信手段は、前記超音波パルスの周波数の非基本波成分を通過させるフィルタ手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項18】 被検体の同一部位に、通常Bモードに最適な送信条件を含む送受信条件とTHI（ティッシュハーモニックイメージング）モードに最適な送信条件を含む送受信条件との元で、超音波パルスを各別に送信してそれらのエコー信号を各別に受信し、このエコー信号に基づいて前記通常Bモード及びTHIモードの断層像を生成し、この通常Bモード及びTHIモードの断層像を同時に表示することを特徴とする超音波画像の生成方法。

【請求項19】 被検体に極性反転前後の超音波パルスをラスタ毎に各別に送信するとともにその極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を夫々受信し、この受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を相互に加算し、加算されたエコー信号と受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号の少なくとも一方とに基づき複数種類の断層像を生成し、この複数種類の断層像を同時に表示することを特徴とする超音波画像の生成方法。

【請求項20】 被検体に極性反転前後の超音波パルスをラスタ毎に各別に送信するとともにその極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を夫々受信し、この受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号

の何れか一方に重み係数としての調整可能なゲインを乗算し、この乗算を施したエコー信号と受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号のもう一方とを相互に加算し、この加算されたエコー信号に基づき断層像を生成して表示することを特徴とする超音波画像の生成方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、臓器や組織で反射された超音波エコー信号に基づき断層像を得て、この断層像から臓器や組織の形状、動態または性状を観察できる超音波診断装置及び超音波画像の生成方法に関する。とくに、ハーモニックイメージング法（Harmonic Imaging；HI）に属するティッシュ・ハーモニック・イメージング（Tissue Harmonic Imaging；THI）と通常のBモードイメージングとを個々に最適な送信条件で行なう機能、及び／又は、両イメージングの断層像を同時に提供する機能を備えた超音波診断装置及び超音波画像の生成方法に関する。

【0002】

【従来の技術】被検体との間で行なう超音波信号の送受により画像信号を得る超音波診断装置は、超音波信号の非侵襲性を利用して従来、種々の態様で使用されている。

【0003】この超音波診断装置の主流は、超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像を得るタイプである。この撮像法は無侵襲で組織の断層像を得るものであり、X線診断装置、X線CTスキャナ、MRI装置、および核医学診断装置など、ほかの医用モダリティに比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小形で比較的安価、X線などの被爆が無い、超音波ドプラ法に擬り血流イメージングができるなど、多くの利点を有している。このため心臓、腹部、乳線、泌尿器、および産婦人科などの診断に好適になっている。とくに、超音波プローブを体表に当てるだけの簡単な操作により、心臓の拍動や胎児の動きがリアルタイムに観察でき、また被爆なども無いから何度も繰り返して検査でき、さらに装置をベッドサイドに移動させて容易に検査できるという利点も在る。

【0004】この超音波パルス反射法に基づくイメージング法には種々のものがあるが、その一つとして近年特に脚光を浴びているイメージング法がある。それはハーモニックイメージング（HI）法と呼ばれる手法で、現在、これには大別して2通りのタイプが在る。

【0005】1つは、超音波造影剤を投与して行なうコントラストエコー法を更に発展させたイメージング法で、造影剤由来の信号をより効果的に検出する手法（以下、これをコントラスト・ハーモニック・イメージング法と呼ぶ）である。造影剤の主成分である微小気泡は、

(4) 開2001-61841(P2001-6chK 機

生体臓器に比べて音響的な非線形性が強く、より多くの高調波成分(非基本波成分)を発生させる。そこで、コントラスト・ハーモニック・イメージング法では、送信基本周波数に対する非線形成分、とくに2次高調波(ハーモニクス)成分の反射エコー信号を検出し、ハーモニクスを生じ難い臓器との間で信号レベルの差別化を図ることに基礎を置いている。例えば、反射エコー信号には送信パルス波の基本周波数成分と造影剤に因るハーモニクス成分を含むので、エコー信号からこの高調波成分だけを抽出すれば、生体臓器のエコー信号に対する造影剤(微小気泡)のエコー信号の信号比が格段に向上し、ハーモニクス成分、すなわち造影剤に因る増強程度を反映した画像が得られる。

【0006】このようにコントラスト・ハーモニック・イメージング法を用いると、比較的少量の造影剤を投与するだけで、関心領域の造影剤の有無、すなわち血流バフュージョンを観測でき、診断に有用な情報が得られる。

【0007】もう1つは、超音波パルスが生体臓器を伝播する間に、その超音波パルスの波形が歪むことに起因した高調波成分(以下、この高調波成分は広義の非基本波成分として用いる)のみを抽出して画像化する手法で、ティッシュ・ハーモニック・イメージング(THI)法と呼ばれている(例えば特開平10-179589号参照)。エコー信号の強度の絶対値は、当然のことながら、基本波成分(送信した超音波パルスの中心周波数)に対して、高調波成分の方が-20dB以上、小さいことが知られている。この小さい信号強度の高調波成分を使用するには、感度の高い信号処理が必要であるものの、THI法によるイメージングは以下のような利点を有している。

【0008】(1)まず、THI法の場合、高調波成分の信号は振動子から直接送信されるものではなく、送信された超音波パルスが振動子から相応の距離だけ伝播して初めて生成される。したがって、振動子直下に位置する障害物(例えば、肋間から循環器領域をスキャンするときの肋骨)からの多重エコーが著しく軽減される。

【0009】(2)また、高調波成分は音圧の高い部分でより多く発生するので、焦点方向のビーム(すなわちメインローブ)が強調され、逆にサイドローブがより軽減される。その結果、指向性がより優れた音場ビームのプロファイルが形成される。

【0010】したがって、THI法を用いることで、多重反射やサイドローブ・アーチファクトに因るノイズが形成されるので、画質が向上する。具体的には、臓器の境界及び実質部のコントラスト比が改善され、一方で、心腔や胆嚢の「抜け」が良くなる。

【0011】さらに、このTHI法を含むハーモニックイメージング法において、エコー信号から高調波成分を抽出する方法として、現在、主流になっているのは次の

2つである。

【0012】(1)1つはフィルタ法と呼ばれる方法で、エコー信号は高域通過型フィルタで濾波される。例えば、送信周波数2MHzの場合、エコー信号は、4MHz以上の帯域のみを通過させるフィルタでフィルタリングされる。

【0013】(2)もう1つの方法は、例えば特開平9-164138号公報で提案されているパルスインバージョン法(PI法)と呼ばれる手法である。これによれば、極性を正負反転した超音波パルスを夫々送信し(すなわち、1本のラスタに2回送信し)、この2回の送信に伴うエコー信号を加算するものである。これにより、線形エコー信号の成分はキャンセルされ、非線形成分のみが残留するので、この非線形の信号成分を輝度信号としたBモード法的な処理を行ない、断層像を得る。

【0014】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、THI法は、通常のBモードイメージング法に比べて様々な利点を有しているが、しかし、その全ての面で通常Bモード法を凌駕している訳ではない。(なお、THI法は、エコー信号(の一部の成分:ハーモニック成分)を断層像の輝度信号に処理する点に関しては従来から行なわれているエコー信号全体を輝度信号に変える通常のBモード法と同一視できる)。そこで、この従来の通常のBモード法を「通常Bモード法(又は、通常Bモードイメージング法)」として、THI法(THIモード)から区別する。)

例えば、送信周波数が同じであると仮定した場合、THI法による受信エコー信号の周波数は通常Bモード法によるその倍の値であるため(THI法が2次高調波を使用する場合)、生体に因る減衰量も2倍となり、その結果、画像化可能深度が低下する。また、上述のように高調波成分の信号強度は低いため、患者によっては音波が伝播しづらくなり、その結果、THI法の画質は通常Bモードのそれよりも劣化するという場合もある。

【0015】かかる状況に鑑みて容易に想到される解決法の一つにモード切換を行なう機構を装備することである。従来の超音波診断装置においてはモード切換ボタンが極く普通に装備されており、このボタンを操作することで、Bモードやドプラモードなどの各種のイメージングモード間での切換を指令できるようになっている。このモード切換ボタンによる切換指令手段を通常BモードとTHIモードとの間のモード切換にも適用するのである。これにより、通常BモードとTHIモードを切り換えながら診断できるであろう。

【0016】しかしながら、この切換によるイメージングは、通常BモードとTHIモードの両画像を同時に並べて観察できるものではない。両モードの画像共に、長所及び短所を併せ持っているのであるから、双方の良い点を同時に得ようとするれば、当然に、同一画面に両モー

(5) 開2001-61841 (P2001-6ch=脾臓)

ドの同時刻の断層像を映し出したいという欲求は自然である。しかし、上述の切換法では、そのようなニーズに 대응することはできない。

【0017】そうであるならば、通常Bモード及びTHIモードの両断層像を同時に画像化する方法として、送信パルス信号を共通に使用し、そのエコー信号をモード別に2通りに処理するという回路構成が考えられる。すなわち、同一のエコー信号を、一方ではハーモニック用のフィルタでフィルタリングしてTHIモードのエコー信号を生成し、他方ではそのまま通常Bモードのエコー信号として使用する。これにより、両モードの断層像が同時に得られる。

【0018】ところが、THIモードと通常Bモードにおける最適な送信条件(送信音圧、送信周波数、送信レート、プローブの送信開口、送信焦点など)は異なっている。このため、送信パルス信号を共有するという上記の回路構成は、両モード共に最適な送信状態でイメージングができるというものではない。送信条件を一方のモードに最適な条件に設定すれば、他方のモードは送信条件の劣化を甘受しなければならない。したがって、上述の回路構成は両モード共に、その診断有用性を余すところなく発揮できるという回路構成ではなかった。

【0019】本発明は、上述した従来のTHIモード及び通常Bモードそれぞれ自体が抱える現状、並びに、既存のイメージング法から容易に想到されるイメージング法の不都合に鑑みてなされたもので、THIモード及び通常Bモードについて夫々に最適な送信条件でイメージングを行ない、両モードによる同一スキャン部位の断層像を同時に提供し、これにより、両モードの長所を余すところなく発揮させて、組織形状と動態をより正確に診断でき、また診断の情報量の豊富化を図るようにすることを、その第1の目的とする。

【0020】また、本発明は、同一スキャン部位の通常BモードとTHIモードの断層像を同時に同一画面に提示して、何れか一方の画像を選択して観察したり、両画像を比較しながら観察するなど、適宜な態様の観察を容易に行なうことができるようにすることを、その第2の目的とする。

【0021】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本願発明の1つのカテゴリは超音波診断装置として提供される。

【0022】第1の目的を達成するため、本願の1つの発明によれば、被検体の同一部位に、通常Bモードに最適な送信条件を含む送受信条件とTHI(ティッシュハーモニックイメージング)モードに最適な送信条件を含む送受信条件との元で、超音波パルスを各別に送信してそれらのエコー信号を各別に得る送受信手段と、この送受信手段が得たエコー信号に基づいて前記通常Bモード及びTHIモードの断層像を生成する生成手段と、この

通常Bモード及びTHIモードの断層像を同時に表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置が提供される。

【0023】これにより、THIモード及び通常Bモードについて夫々に最適な送信条件でイメージングが行われ、両モードによる同一スキャン部位の断層像が同時に表示される。したがって、両モードの長所を余すところなく発揮させて、組織形状と動態をより正確に診断できるようになる。

【0024】上記構成は更に種々の態様に展開できる。一例として、前記送受信手段は、通常Bモードに最適な送信条件を含む送受信条件の元で被検体に超音波パルスを送信してそのエコー信号を得る第1の送受信手段と、THIモードに最適な送信条件を含む送受信条件の元で前記被検体に超音波パルスを送信してそのエコー信号を得る第2の送受信手段とを備える。

【0025】さらに、前記第1の送受信手段は、前記通常Bモードに最適な送信条件に従う超音波パルスを送信する第1の送信手段と、この超音波パルスの送信にตอบสนองしたエコー信号を前記通常Bモードで受信する第1の受信手段とを備える一方で、前記第2の送受信手段は、前記THIモードに最適な送信条件に従う超音波パルスを送信する第2の送信手段と、この超音波パルスの送信にตอบสนองしたエコー信号を前記THIモードで受信する第2の受信手段とを備えていてもよい。

【0026】また、例えば、前記表示手段は、前記通常Bモード及びTHIモードの断層像を同一モニタの同一画面上に同時に表示する手段である。

【0027】好適には、前記THIモードに最適な送信条件は、前記通常Bモードに最適な送信条件に比べて、より低い送信周波数、より少ない送信波数、より低レベルの駆動電圧、及びより少ない駆動素子数の内、少なくとも1つの項目を満足させる条件である。

【0028】さらに好適には、前記通常Bモードに最適な送受信条件の元での前記送受信と前記THIモードに最適な送受信条件の元での前記送受信とを前記超音波パルスによるラスタ毎に切り換えて実行させる送受信制御手段を備えていてもよい。例えば、前記送受信制御手段は、前記各モードに最適な送受信条件の元での前記送受信を各ラスタに対して少なくとも1回実行させる。また例えば、前記送受信制御手段は、前記両モードに最適な送受信条件での前記送受信をラスタ毎に交互に繰り返して実行させる。

【0029】さらに好適には、前記通常Bモードに最適な送受信条件の元での前記送受信と前記THIモードに最適な送受信条件の元での前記送受信とを画像のフレーム毎に切り換えて実行させる送受信制御手段を備える。この場合、前記送受信制御手段は、前記両モードに最適な送受信条件での前記送受信をフレーム毎に交互に繰り返して実行させるようにしてもよい。また、前記送受信

(6) 開2001-61841(P2001-64HuA)

制御手段は、前記両モードに最適な送受信条件での前記送受信を、少なくとも一方のモードに対しては複数フレーム分連続して実行させるようにしてもよい。さらに、前記表示手段は、前記通常Bモード及びTHIモードの断層像を同一モニタの同一画面上に同時に表示する手段であることが望ましい。

【0030】一方、上記第2の目的を達成させるため、本願の別の発明によって、被検体に超音波パルスをラスタ毎に送信するとともにエコー信号を受信する送受信手段と、前記被検体に極性反転前後の超音波パルスをラスタ毎に各別に送信する送信手段と、極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を夫々受信する受信手段と、この受信手段により受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を相互に加算する加算手段と、この加算手段により加算されたエコー信号と前記送受信手段より受信されたエコー信号とに基づき各別に複数種類の断層像を生成する生成手段と、この複数種類の断層像を同時に表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置が提供される。

【0031】また第2の目的を達成するため、本願の別の発明によれば、被検体に極性反転前後の超音波パルスをラスタ毎に各別に送信する送信手段と、極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を夫々受信する受信手段と、この受信手段により受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を相互に加算する加算手段と、この加算手段により加算されたエコー信号と前記受信手段より受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号の少なくとも一方とに基づき複数種類の断層像を生成する生成手段と、この複数種類の断層像を同時に表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置が提供される。

【0032】さらに上記第2の目的を達成させるため、本願の別の発明によれば、被検体に極性反転前後の超音波パルスをラスタ毎に各別に送信する送信手段と、極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を夫々受信する受信手段と、この受信手段により受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号の何れか一方に重み係数としての調整可能なゲインを乗算する乗算手段と、この乗算手段が出力するエコー信号と前記受信手段により受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号のもう一方とを相互に加算する加算手段と、この加算手段により加算されたエコー信号に基づき断層像を生成する生成手段と、この断層像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置が提供される。

【0033】好適には、前記受信手段はティッシュハーモニクイメージング（THI）法に従って前記エコー信号の受信を行なう手段である。例えば、前記受信手段は、前記超音波パルスの周波数の非基本波成分を通過させるフィルタ手段を備えていてもよい。

【0034】これらのパルスインバージョン法を用いた装置によって、同一スキャン部位の通常BモードとTHIモードの断層像が同時に同一画面に提示される。このため、何れか一方の画像を選択して観察したり、両画像を比較しながら観察するなど、適宜な態様で観察を容易に行なうことができるようになる。

【0035】さらに、前記目的を達成するため、本願発明の別のカテゴリは超音波画像の生成方法として提供される。

【0036】具体的には、第1の目的を達成するため、本願の別の発明によれば、被検体の同一部位に、通常Bモードに最適な送信条件を含む送受信条件とTHI（ティッシュハーモニクイメージング）モードに最適な送信条件を含む送受信条件との元で、超音波パルスを各別に送信してそれらのエコー信号を各別に受信し、このエコー信号に基づいて前記通常Bモード及びTHIモードの断層像を生成し、この通常Bモード及びTHIモードの断層像を同時に表示することを特徴とする超音波画像の生成方法が提供される。

【0037】さらに、第2の目的を達成するため、本願の別の発明によって、被検体に極性反転前後の超音波パルスをラスタ毎に各別に送信するとともにその極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を夫々受信し、この受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を相互に加算し、加算されたエコー信号と受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号の少なくとも一方とに基づき複数種類の断層像を生成し、この複数種類の断層像を同時に表示することを特徴とする超音波画像の生成方法が提供される。

【0038】さらに、第2の目的を達成するため、本願の別の発明によって、被検体に極性反転前後の超音波パルスをラスタ毎に各別に送信するとともにその極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号を夫々受信し、この受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号の何れか一方に重み係数としての調整可能なゲインを乗算し、この乗算を施したエコー信号と受信された極性反転前後の前記超音波パルスのエコー信号のもう一方とを相互に加算し、この加算されたエコー信号に基づき断層像を生成して表示することを特徴とする超音波画像の生成方法が提供される。

【0039】

【発明の実施の形態】以下、この発明の実施の形態を、添付図面を参照して説明する。

【0040】＜第1の実施の形態＞第1の実施形態を、図1～図7を参照して説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、一例として、心臓の動態及び形状の情報を得て、異常部位を同定する機能を有した装置として構成されているが、必ずしもこれに限定されるものではなく、他の臓器や実質部を診断対象とする装置であってもよい。

(7) 開2001-61841(P2001-60CA)

【0041】図1に示す超音波診断装置は、システム全体の制御中枢として機能する装置本体11と、この装置本体11に接続された心電計(ECG)12、超音波プローブ13、及び操作ユニット14とを備える。操作ユニット14は、オペレータからの各種の指示・情報を装置本体11に与えるもので、操作ユニット本体14Mのほか、キーボード14A、ROI(関心領域)の設定などを行うためのマウス14B、トラックボール14Cを有し、また診断モードを手動で切り換えるためのモード切換スイッチ14Dを有する。とくに、このモード切換スイッチ14Dによるスイッチ位置には、1つのイメージングにおいて「通常Bモード及びTHIモードを併用するスキャン」を指令するためのスイッチ位置「通常Bモード+THIモード」が含まれている。

【0042】超音波プローブ13は、電気/機械可逆的変換素子としての圧電セラミックなどの圧電振動子を有する。複数の圧電振動子がアレイ状に配列されてプローブ先端に装備され、フェーズドアレイタイプのプロープ13が構成されている。これにより、プローブ13は装置本体11から与えられるパルス駆動電圧を超音波パルス信号に変換して被検体内の所望方向に送信し、その一方で、被検体内で反射してきた超音波エコー信号をこれに対応する電圧のエコー信号に変換する。

【0043】装置本体11は図示の如く、プローブ13に接続された超音波送信部21および超音波受信部22、超音波受信部22の出力側に順に置かれたデジタルフィルタ23、レシーバ部24、DSC(デジタル・スキャン・コンバータ)部25、メモリ合成部26、D/A変換器27、及び表示器28を備える。DSC部25にはイメージメモリ29が接続されている。

【0044】この装置本体11はさらに、心電計12の出力側に順に接続されたアンプ31および参照データメモリ32を備える。装置本体11はさらに、操作ユニット14からの操作データを受けるCPU(中央処理装置)41を備えるとともに、制御中枢の一翼を担うトリガ信号発生器42、タイミング信号発生器43をも備える。

【0045】超音波送信部21は、パルス発生器51、送信遅延回路52、電子切換タイプのスイッチ53、および、通常Bモード用パルス54B、THIモード用パルス54Hを有する。

【0046】パルス発生器51は例えば5kHzのレート周波数 f_r [Hz](周期: $1/f_r$ [秒])のレートパルスを発生する。このレートパルスは送信チャンネル数分に分配されて送信遅延回路52に送られる。送信遅延回路52には、タイミング信号発生器43から遅延時間を決めるタイミング信号が送信チャンネル毎に供給されるようになっている。これにより、送信遅延回路52はレートパルスに指令遅延時間をチャンネル毎に付与する。

【0047】超音波送信部21に設けたスイッチ53は、タイミング信号発生器43から送られてくる切換信号に応じて、その電子的出力経路を二者択一的に切り換える。スイッチ53の一方の切換端「1」には通常Bモード用パルス54Bが接続され、またもう一方の切換端「2」にはTHIモード用パルス54Hが接続されている。スイッチ53の択一的な切換動作により、遅延時間を付与したレートパルスが送信チャンネル毎に通常Bモード用パルス54BまたはTHIモード用パルス54Hに供給される。

【0048】通常Bモード用パルス54Bは、スイッチ53を介して受けたレートパルスのタイミングにてプローブ13の振動子にチャンネル毎に駆動電圧パルスを印加する。この励磁により、超音波プローブ13の複数の圧電振動子から超音波信号が被検体に向けて送信され、被検体内で遅延時間パターンにしたがって、指令されたラスト方向にビームフォーミング(整相加算)なされる。THIモードの送信時には、スイッチ53が切換端「2」側に切り換えられ、今度はTHIモード用パルス54Hが同様に作動する。

【0049】上記両パルス54Bおよび54Hに係る通常Bモードの駆動電圧パルス(通常送信パルス)およびTHIモードの駆動電圧パルス(THI用送信パルス)は各モードで最適の超音波送信を行なえるように、その波形パラメータが予め設定されている。また、超音波プローブ13の使用する駆動素子数もモード別に最適になるように設定されている。本実施形態では、この波形パラメータ及び駆動素子数により送信条件が形成されている。

【0050】送信条件の設定例を図2及び3に示す。ここでは、送信条件として送信周波数、送信波数、駆動電圧、及び駆動素子数を採用し、これらの値をモード別に最適値に設定している。なお、これらの送信条件はモード毎に各パルスに固定値として記録しておいてもよいし、CPU41からの指令に応じて切換可能に構成しておいてもよい。

【0051】まず、送信周波数は、通常Bモードでは5MHzと比較的高周波の値に設定され、一方、THIモードでは2.5MHzの低い値に設定されている(この場合の受信周波数は例えば5MHz)。これは、THIモードにおいて通常Bモードと同じ5MHzの送信周波数を用いた場合、そのエコー信号の周波数は10MHz(2次高調波のとき)という非常に高い値になり、心臓や肝臓を関心領域とする場合、減衰効果が大きすぎて診断に不向きとなるからである。

【0052】次に、送信波数については、通常Bモードのときの送信パルスを1波に設定し、パルス長を短めにして解像度を高めている。これに対して、THIモードのそれは2波に設定し、周波数特性にある程度の狭帯域性を持たせている。図3(a)、(b)に、パルス長

(8) 開2001-61841(P2001-6d6棕綫)

(波数)と周波数帯域の関係をモード別に示す。

【0053】駆動電圧(送信電圧)に関しては、THIモードでは送信超音波パルスが歪む非線形現象をより有効に引き出すため、例えば100Vと高めの電圧を振動子に印加し、送信する。通常Bモードでのこの点の制約は特に無いが、生体内に送信する超音波パルスの時間当たりのトータルのパワーには制限があることから、THIモードの許容最大電圧を相対的に上げるために、通常Bモードの送信電圧を下げていく(例えば60V)。

【0054】駆動素子数についても、上述の駆動電圧と同様の理由から、THIモードのときの駆動素子数を例えば80としたとき、通常Bモードのそれを例えば60と少なく設定している。

【0055】なお、上述したモード別の最適な送信条件に、送信焦点及び送信レートを加えてもよい。送信焦点は、深部の感度をより重視して、例えば、通常Bモードで深さ方向の中央に、TMIモードで深さ方向の深部にそれぞれ設定される。送信レートの場合、例えば、TMIモードのレートが通常Bモードに比して小さく設定される。なお、これらの送信条件の制御はその1つを単独で実施してもよいし、2つ以上を組み合わせて実施してもよい。

【0056】本実施形態では、通常Bモード用パルス4Bを経由する送信を「通常送信」、THIモード用パルス4Hを経由する送信は「THI送信」と呼ぶことにする。

【0057】なお、上述した図1に示す超音波送信部21の回路構成に代えて、図4に示すものを採用してもよい。これは、通常モード用及びTHIモード用パルス並びにスイッチに代えて、波形発生器55及びA級動作型増幅器56を用いたものである。波形発生器55はCPU41から供給される制御信号に応答して任意波形のパルスを発生できる。例えば、Sinc波形のように、通常の矩形波に比べて高調波成分が少ないパルスを送信チャンネル毎に生成できる。このため、例えばSinc波形パルスを用い且つモード別に送信周波数及び/又は送信波数の異なるパルスをA級動作型増幅器56に送信チャンネル毎に供給することができる。A級動作型増幅器56は、与えられたパルスをA級動作の元に電圧増幅して駆動電圧パルスを送信チャンネル毎に生成し、それらをプローブ13に供給する。したがって、図1の回路構成の場合と同様に、通常Bモード及びTHIモードの別に最適の送信条件で超音波送信を行なうことができる。

【0058】一方、超音波プローブ13から送信された超音波パルス信号は、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射される。この反射超音波信号は再びプローブ13で受信され、対応する電圧量のエコー信号に変換される。このエコー信号はプローブ13から受信チャンネル毎に出力され、超音波受信部22に取り込まれる。

【0059】超音波受信部22は、その入力側から順に、プリアンプ61、A/D変換器62、及び受信ビームフォーマ63を備える。プリアンプ61及びA/D変換器62はそれぞれ受信チャンネル分のアンプ回路又はA/D変換要素を内蔵する。受信ビームフォーマ63は、受信チャンネル毎に設けた遅延要素を有する受信遅延回路及びそれらの遅延出力を加算する加算器を備える。受信遅延回路の遅延時間パターンは、所望の受信指向性に合わせてタイミング信号発生器43からトリガ信号パターンとして与えられる。このため、エコー信号は、チャンネル毎に、プリアンプ61で増幅され、A/D変換器62でA/D変換され、ビームフォーマ63に送られる。このビームフォーマ63において、デジタル量のエコーデータに遅延時間が与えられ、加算される。結果として、所望の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。送信指向性と受信指向性を総合して、送受信の総合的な超音波ビームが形成される。

【0060】ビームフォーマ63の出力端は、前述したデジタルフィルタ23を介してレシーバ部24に至る。デジタルフィルタ23は、係数コントローラ30によってそのフィルタリング係数が制御され、この係数制御状態に応じて信号通過帯域を変更できる。係数コントローラ30は、タイミング信号発生器43からのタイミング信号とCPU41からの係数制御信号に応答して上述した係数制御を行なう。

【0061】具体的には、通常Bモードの場合、デジタルフィルタ23は信号をそのまま通過させる全帯域通過か、若しくは、送信周波数に対する帯域通過フィルタとなるように帯域制御され、少なくとも基本波成分を通過させる(この受信状態を「通常受信」と呼ぶ)。これに対し、THIモードのときには、THI法に必要な非線形成分(例えば2次高調波成分)のみを通過させる高域通過型或は帯域通過型フィルタとなるように帯域制御される(このときの受信状態を「THI受信」と呼ぶ)。

【0062】一方、このフィルタリングされたエコーデータを受けるレシーバ部25は、図示しないが、デジタルタイプの対数増幅器及び包絡線検波器を備える。これにより、通常Bモード及びTHIモードのエコーデータが輝度信号に変換され、DSC部25に送られる。DSC部25はエコーデータのスキャン方式を超音波方式から標準TV方式に変換し、メモリ合成部26に送る。同時に、DSC部25が出力するエコーデータは、フレーム単位でフレームメモリ29に記憶される。

【0063】一方、心電計(ECG)12で検出された心電信信号は、アンプ31を介して参照データメモリ32に送られる。参照データメモリ32は心電信信号に対応した心電波形などの参照データを生成し、この参照データを前記メモリ合成部26に送る。

【0064】メモリ合成部26は、通常Bモード及びTHIモードの画像を再構築するとともに、CPU41か

(9) 開2001-61841(P2001-6FA)

ら送られてくる表示態様の制御信号に応じて両モードの画像データおよび参照データを1フレームの画像データに合成する。このフレーム単位の画像データはD/A変換器27を介して表示部28により順次読み出され、そのTVモニタに表示される。両モードの画像データの合成態様としては後述するように、両画像データを並べる、または重畳するといった態様が典型的である。この結果、同一時刻(タイミング)における被検体の組織形状の空間的分布が、通常Bモード及びTHIモードの断層像として、ほぼリアルタイムに且つ同一画面上で同時に表示される。

【0065】CPU41は、常時は、所定のメインプログラムを実行しており、操作ユニット14から通常BモードとTHIモードとを併用したモード自動切換のスキヤンが指令されたときには(すなわち、モード切換スイッチ14Dのスイッチ位置が「通常Bモード+THIモード」に合わされたとき)、これに回答して図5に示す処理を行なう。この結果、後述するように、タイミング信号発生器43を介して、通常送信時には通常受信が、THI送信時にはTHI受信が夫々自動的に設定される。

【0066】また、CPU41は、トラックボール14CなどからROI設定の信号を受けたときは、ROI(関心領域)に関するグラフィックデータをメモリ合成部26に送り、表示画像に重畳させる処理を行う。さらに、CPU41はキーボード14Aなどから表示部28のTVモニタでの表示態様が指令されたときは、その表示態様を指令する信号をメモリ合成部26に送る。さらに、CPU41は係数コントローラ30に対するフィルタ係数値を設定する制御も担っている。

【0067】タイミング信号発生器43は、CPU41からの指令に基づいて、通常モードおよびTHIモードのスキヤンに関わる送受信の遅延時間パターン信号、送信部のスイッチ切換のタイミング信号、及びフィルタ係数の両モード間の切換タイミング信号を送信遅延回路52、受信ビームフォーマ63、スイッチ53、及び係数コントローラ30に夫々送る。このタイミング制御により、通常送信とTHI送信との間で切り換えられると、これに同期して通常受信とTHI受信との間で切換が行なわれる。

【0068】次に、CPU41によって実行される、通常BモードとTHIモードとを同一イメージング内で併用したスキヤンを説明する。

【0069】CPU41は、モード切換スイッチ14Dのスイッチ位置が「通常Bモード+THIモード」に設定されると、これに回答して図5の処理に入る。

【0070】いま、電子セクタ方式のスキヤン法が採用されているとする。このスキヤン法はラスタ(走査線)の方向(角度)を変えながら順次、ラスタ毎に、超音波を送受信して成る。例えば120本のラスタで生成され

る。

【0071】CPU41は、操作ユニット14からの指令に回答して図5の処理を開始する。ラスタ位置を表すパラメータを n 、スキヤン番号を表すパラメータを m とすると、同図のステップS1では最初に、 $n=0$ 、 $m=0$ に初期設定される。

【0072】次いでステップS2で、 $n=n+1$ 、および、 $m=m+1$ にインクリメントされる。これにより、ラスタ位置が $n=1$ の初期位置が演算され、かつスキヤン番号 $m=1$ がカウントされる。この後、ステップS3にて、タイミング信号発生器43に対し、ハーモニック送信およびハーモニック受信が指令される。ラスタ位置 $n=1$ 、スキヤン番号 $m=1$ のTHIモードによるスキヤンが、同一ラスタ位置における通常Bモードに先立って、実施される(図6参照)。

【0073】つまり、超音波送信部21のスイッチ53および受信側の係数コントローラ30がTHIモード側に同期して切り換えられる。これにより、送信側ではTHIモード用パルサ54Hが作動でき、かつ、受信側ではデジタルフィルタ23の帯域がTHIモード用に切り換えられる。したがって、THIモードでの送受信が実施され、被検体の組織や臓器の空間分布に関わるエコーデータがレシーバ部25から得られる。

【0074】次いで、CPU41により、ステップS4、S5の処理が順に実行される。ステップS4では、スキヤン番号 m のみが $m=m+1$ によりインクリメントされる。ステップS5では、タイミング信号発生器43に対して通常送信および通常受信が指令される。超音波送信部21のスイッチ53および受信側の係数コントローラ30が今度は通常Bモード側に同期して切り換えられる。ラスタ位置 $n=1$ 、スキヤン番号 $m=2$ の通常Bモードによるスキヤンが、同一ラスタ位置にてTHIモードに続いて、実施される(図6参照)。

【0075】これにより、送信側では通常Bモード用パルサ54Bが作動でき、かつ、受信側ではデジタルフィルタ23の帯域が通常Bモード用に切り換えられる。したがって、通常Bモードでの送受信が実施され、被検体の組織形状の空間分布に関わるエコーデータがレシーバ部25から得られる。

【0076】次いで、CPU41はステップS6にその処理を移行させ、ラスタ位置 $n=n_{max}$ (例えば120本)になったか、または、スキヤン番号 $m=m_{max}$ (例えば $240=120 \times 2$)になったかを判断することで、スキヤン制御を終えるか否かを定める。この判断でNOのときは、再びステップS2の処理に戻り、上述した一連の処理を繰り返す。

【0077】以上のスキヤン制御により、図5、6に示す如く、同一方向の各ラスタについて、THIモードの送受信および通常Bモードの送受信の2回の送受信が行われる。ラスタは順次切り換えられていき、各ラスタ毎

(10) 頁2001-61841 (P2001-6u*#A)

に上記2モードずつの送受信が実施される。この結果、240回のスキャンにより1枚の通常Bモードの画像データと1枚のTHIモードの画像データが生成される。同一ラスタ上のデータ収集の時間差は「 $1/f_r$ 」秒であり、高いリアルタイム性が維持される。

【0078】2つのモードで交互にスキャンして得られるエコーデータは、DSC部25を経てメモリ合成部26に順次送られる。メモリ合成部26では交互にはぼリアルタイムに送られてくる通常Bモードの画像データおよびTHIモードの画像データがモード別に振り分けられる。これとともに、その時点で指定されている表示態様に応じて両モードの画像データが1フレームに合成され、表示部28のTVモニタにほぼリアルタイムに表示される。

【0079】図8に、この表示の一例を示す。同図は、通常Bモードの画像IM_{normal}（組織形状の空間分布を表す断層像）とTHIモードの画像IM_{harmonic}（組織形状の空間分布を表す断層像）とを1画面中に分割・並列表示したものである。

【0080】なお、図8の表示例によれば、通常Bモード及びTHIモードの両画像が同一サイズで表示されているが、必ずしも画像サイズは同一である必要はない。本発明では、同一タイミングで送受信した両モードの画像が同一画面上に同時に表示されることが重要であって、その画像サイズには制限が無く、2つの画像のサイズを相互に違えてもよい。例えば、通常Bモードの画像をTHIモードの1/4の大きさで表示し、且つ画面の右上に表示するといった態様が好適である。

【0081】このように、表示部28の画面上には、常に、同一スキャン部位をほぼ同時刻にスキャンした通常Bモード及びTHIモードの2種類の断層像がほぼリアルタイムに表示される。

【0082】この2つのモードの表示断層像は、超音波パルスを送信するときに各モードに固有の、しかも最適の送信条件（送信周波数、送信波数、駆動電圧、駆動素子数など）が設定されている。このため、両モードの断層像共に、分解能及びアーチファクトの点で、与えられた環境下で最良の画質を有する組織形態や臓器形状の断層像を提供することができる。つまり、各モードの優位性を存分に発揮した2種類の断層像を常時提供できる。また、両モード間の切換操作も不要になる。

【0083】このように2種類の断層像を同時に提供することにより、まず、夫々のモードの特徴、優位性を活かした診断を行なえるという有用性がある。

【0084】一方のTHIモードの断層像では、体表から近距離の多重エコーが低減するので、その近距離部分（例えば心臓がスキャン対象であるときには、その心筋前壁部分の画像）の画質が向上する。また、サイドローブが小さくなることで超音波ビームの指向性が良くなるため、心腔（腹部の場合、胆嚢などの低エコーの部位）

のコントラスト（抜けの良さ）が改善される。

【0085】他方の通常Bモードの断層像によれば、反対に、ビームのペネトレーションに優れ、より深い部位の形態観察を容易に行なうことができる。

【0086】また、この2種類の断層像の優位な方を選択して又は相補的に用いて診断を行なえるという有用性がある。

【0087】すなわち、組織の組成周波数特性に違いがある場合、コントラスト比の違いが、両モードの画像間で変わることがある。例えば、肝臓実質内に肝癌などの腫瘍が存在する場合、実質部と腫瘍部のコントラストは互いに異なる周波数特性を有する。例えば、通常Bモードの断層像では実質部と腫瘍部の輝度に差が無く（つまり、視覚的に区別し難い）、一方、THIモードの断層像ではエコーに輝度差が生じ、視覚的に差別化し易くなる。被検者によっては、逆の状況も起こり得る。

【0088】よって、両モードの断層像を同一画面に表示すれば病変部が視覚的によりクリア（差別化の程度が大きい）になっている方のモードの断層像を素早く決めることができ、より確実な診断を下すことが可能になる。また、視覚的な差別化の程度が両モード断層像間でさほど変わらない場合は勿論のこと、かかる差別の程度が大きい場合でも、両モードの断層像を相互に参照し合うことで、病変部の形状などについて確認し合うことができ、診断の信頼性向上に寄与できる。

【0089】なお、上述した第1の実施形態に対して以下のような種々の変形例も可能である。

【0090】まず、1つの変形例によれば、第1の実施形態の付加的な機能として、通常モード又はTHIモードのスキャンを択一的に実施できる機能を持たせたもよい。モード切換スイッチ14Dに通常モード及びTHIモードのスキャンを夫々単独に指定するスイッチ位置を持たせ、CPU41がこれを検知して、強制的にいずれかのモード（通常モードまたはTHIモード）をタイミング信号発生器43に指令すればよい。

【0091】また、別の変形例は両モードに対するスキャン順序の変更に関する。第1の実施形態において通常BモードとTHIモードを併用したスキャンを実行するに際し、ラスタ毎にTHIモードおよび通常Bモードのスキャンを交互に行い、所定数のラスタ操作を終えると両モードの画像データが共に得られるという手法を採用している。本変形例はこのスキャン順序の多様化を図るものである。

【0092】基本的には、モード毎に、ラスタの方向を順に変えて1フレーム分のスキャン（例えば120回のスキャン）をまとめて行い、一方のモードの1フレーム分のスキャンが終わると、もう一方のモードのスキャンに移行する。ただし、モード別の画像数や組み合わせ順序に関しては種々の変形が可能である。例えば、図8に示す如く、1フレーム毎に交互に両モードのスキャンを

(11) 第2001-61841 (P2001-6EwA)

行ってもよい。また例えば図9に示すように、THIモードの1フレーム分の画像を得ると、次いで通常Bモードの3フレーム分の画像を得るようにし、これを繰り返す方法がある。これにより、各モードのフレームレートを変更することができ、仮に組織動態をいずれか一方のモードで優先的に観察したい場合そのモードのフレームレートを上げるといった機能を装置に付加することもできる。

【0093】<第2の実施の形態>第2の実施形態を図10～12を参照して説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、前述した「通常BモードとTHIモードを併用したスキャン」をパルスインバージョン（PI）法に拠り実施し、1回のイメージングで通常BモードとTHIモードの断層像を同時に提供することを特徴とする。この場合、送信条件はTHIモードに最適な状態に設定し、送信条件の最適性については通常BモードよりもTHIモードを優先させてもよい。

【0094】本実施形態に係る超音波診断装置は図10に示す如く、前述した図1の回路を用い、これにパルスインバージョン法を行なうための回路を付加して構成されている。具体的には、モード切換スイッチ14Dは第1の実施形態でのスイッチ位置に、PI法に拠る「通常BモードとTHIモードを併用したスキャン」を指令するためのスイッチ位置を含む。CPU41は、このスイッチ位置へのスイッチ操作にตอบสนองしてタイミング信号43及びメモリ合成部26に、かかるスキャンを指令することができる。

【0095】また、受信系には、そのデジタルフィルタ23及びレシーバ部24の間にデジタルタイプの加算回路61が介挿されている。この加算回路61には、読出し書込み制御部を有するラインメモリ62が接続されている。

【0096】PI法に拠る「通常BモードとTHIモードを併用したスキャン」が指令されると、タイミング信号発生器43からの制御信号によって、前述したTHI送信及びTHI受信に切り換えられる。この切換状態で、一例として、前述の図6の送受信順序と同様に、同一ラスタ上に2回ずつ超音波パルスが送信される。このとき、図11に示す如く、1回目送信のパルスAに対して2回目送信のパルスBの極性は180度反転されている。

【0097】この超音波パルスA、Bの送信にตอบสนองしてエコー信号A⁻、B⁻が受信され、このエコー信号が第1の実施形態のときと同様に処理されてデジタル量の信号として加算回路61に入る。加算回路61は1回目のエコー信号A⁻を一旦、ラインメモリ62に記録して2回目のエコー信号を待つ。加算回路61は2回目のエコー信号B⁻の入力に同期してラインメモリ62から1回目のエコー信号A⁻を呼び出し、図12に模式的に示す如く、その両方を加算して1本のラスタに対するエコー

信号C⁻を生成する。このエコー信号C⁻には、PI法の原理に基づいて（例えば特開平9-164138号参照）、線形なエコー成分はキャンセルされ、高調波成分が残存している。このように、その殆どが高調波成分のみとなった加算信号C⁻は次いでレシーバ部24に送られる。

【0098】この加算回路61はまた、図12に模式的に示す如く、入力する2つのエコー信号A⁻、B⁻の内の何れか一方、例えばエコー信号A⁻を加算せずにそのまま通過させ、上記加算信号C⁻に先んじてレシーバ部24に送る。

【0099】このため、加算されていないエコー信号A⁻は通常Bモード用のエコー信号として、また加算された信号C⁻はTHIモード用のエコー信号としてレシーバ部24により処理され、メモリ合成部26に送られる。この結果、第1の実施形態と同様に、加算されていないエコー信号A⁻に基づく通常Bモードの断層像と加算された信号C⁻に基づくTHIモードの断層像とが表示部28の画面に並置して表示される。

【0100】したがって、本実施形態によれば、通常Bモードの断層像を得るために用いた送信条件はTHIモードのものではあったが、同一画面上に通常BモードとTHIモードの両方の断層像を比較的高いフレームレートで表示させることができる。したがって、THIモードの断層像をメインとしながらも、通常Bモードの断層像を参照できるなど、両画像を適宜に活用して病変部を観察可能になる。両モードの断層像が同時に提示されているから、モードをその都度切り換えるといった手間も不要で、操作及び診断が大幅に省力化される。

【0101】また、第1の実施形態のときと同様に、パルスインバージョン法で得られたTHIモードの断層像は高調波信号に基づいているので、体表から近距離の多重エコーが低減し、近距離の画像（心臓では心筋前壁付近の像）の質が向上する。さらに、超音波ビームの指向性が良いので、心腔（腹部の場合には胆嚢などの低エコーの部位）のコントラスト（抜けの良さ）が向上する。一方、通常Bモードの断層像については、その送受信条件をTHIモードに譲って生成されているものの、ペネトレーションが比較的良く、深部の形態の観察が容易になり、この点でTHIモードの画像をカバーすることができる。

【0102】なお、第2の実施形態に係る変形例の1つとして、この第2の実施形態と前述した第1の実施形態とを組み合わせた構成を採用することができる。

【0103】例えば、各ラスタについて3回の超音波送受信を行なうようにしてもよい。この内、第1回目、第2回目の送受信時には第2の実施形態に拠る、加算回路61及びラインメモリ62を使って、PI法を用いたTHIモードの断層像を得る。但し、この場合、加算回路61をそのまま通過させるエコー信号A⁻（図12参

(12) 頁 2001-61841 (P2001-65A)

照)は生成しないようにし、加算信号C'のみを得る。第3回目の送受時には、通常送信及び通常受信を行ない、且つエコー信号は加算回路61を加算無しで通過させる。これにより、THIモードの送信条件を最適値に設定した状態でTHIモードの断層像が得られる一方で、通常Bモードについてもそのモードの最適送信条件でのイメージングが行なわれる。これにより、第2の実施形態での作用効果に加えて、通常Bモードの断層像の画質が良くなるという利点も得られる。

【0104】<第3の実施の形態>第3の実施形態を、図13を参照して説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、前述した「通常BモードとTHIモードを併用したスキャン」をパルスインバージョン(PI)法に拠り実施するとともに、通常Bモード及びTHIモードの断層像を重ねて表示することを特徴とする。

【0105】前述した第1の実施形態では、通常Bモード及びTHIモードの断層像を同一画面上に並置して同時表示すること(図7参照)を、基本としている。これに対し、第2の実施形態の構成は両モードの断層像を重ねて表示する構成も可能で、これを第3の実施形態として説明する。

【0106】図13に示す如く、図10に示す加算回路61は、2回目送受信のエコー信号B'の経路にゲイン可変の乗算器70を備え、エコー信号B'に重み付け係数としてのゲインを乗算するようになっている。なお、乗算器は1回目送受信のエコー信号A'の経路に挿入してもよい。この乗算器70はソフトウェア処理で乗算機能を果たすように構成してもよいし、ハード的な乗算回路を用いてもよい。乗算器70のゲインはオペレータが手で調整可能になっている。このゲイン調整を介して、例えば重み付け係数0.8といった値がエコー信号B'に乗ぜられる。

【0107】このため、2回の送受信に拠るエコー信号A'及びB'を加算するときの基本波成分のレベルが互いに異ならせられるので、加算後のエコー信号C'には基本波成分が残る。このエコー信号C'は、図12に示したエコー信号A'とC'をレベルを調整して混在させたものと同等である。表示部28には、このエコー信号C'に基づき1種類の断層像が表示される。この断層像は通常BモードとTHIモードの両方の断層像を重ねた画像である。

【0108】このようにして生成される両モードの重畳画像は互いのモードの短所を補い、解像度が高く且つ深部まで画像化できるという利点がある。このとき、乗算器のゲインを変えて重み付け係数を調整可能になっているので、互いにモードの効果が相殺されてしまうという事態も防止でき、両モードの長所を適度の確保することができる。

【0109】なお、本発明に係る超音波診断装置は上述した実施形態及びその変形例に記載の構成のみに限定さ

れるものではなく、当業者であれば、特許請求の範囲に記載の発明の趣旨に沿って更に種々の態様に變形可能なことは勿論である。

【0110】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、THIモード及び通常Bモードについて夫々最適な送信条件でイメージングを行ない、両モードによる同一スキャン部位の断層像を同時に提供し、これにより、両モードの長所を余すところなく発揮させて、組織形状と動態をより正確に診断でき、また診断の情報量の豊富化を図ることができる。

【0111】また、本発明によれば、同一スキャン部位の通常BモードとTHIモードの断層像をほぼリアルタイムに同時に同一画面に提示して、何れか一方の画像を選択して観察したり、両画像を比較しながら観察するなど、適宜な態様の観察を容易に行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す概略ブロック図。

【図2】通常Bモード及びTHIモードでの送信条件の一例を説明する図。

【図3】モード別の波数と周波数帯域の関係を説明する図。

【図4】超音波送信部の別の例を示す概略ブロック図。

【図5】通常BモードとTHIモードを併用するスキャンにおける送受信順序を制御するための概略フローチャート。

【図6】通常BモードとTHIモードを併用するスキャンにおける1フレーム内の送受信順の一例を示す図。

【図7】同一モニタの画面上に同時に表示された通常BモードとTHIモードの断層像の表示態様例を示す図。

【図8】通常BモードとTHIモードを併用したスキャンにおける送受信順(フレーム毎の送受信順)の変形例を示す図。

【図9】通常BモードとTHIモードを併用したスキャンにおける送受信順(フレーム毎の送受信順)の別の変形例を示す図。

【図10】本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す概略ブロック図。

【図11】パルスインバージョン法に係る極性判定のパルスを説明する図。

【図12】第2の実施形態におけるパルスインバージョン法に拠る加算動作を説明する模式図。

【図13】本発明の第3の実施形態におけるパルスインバージョン法に拠る加算動作を説明する模式図。

【符号の説明】

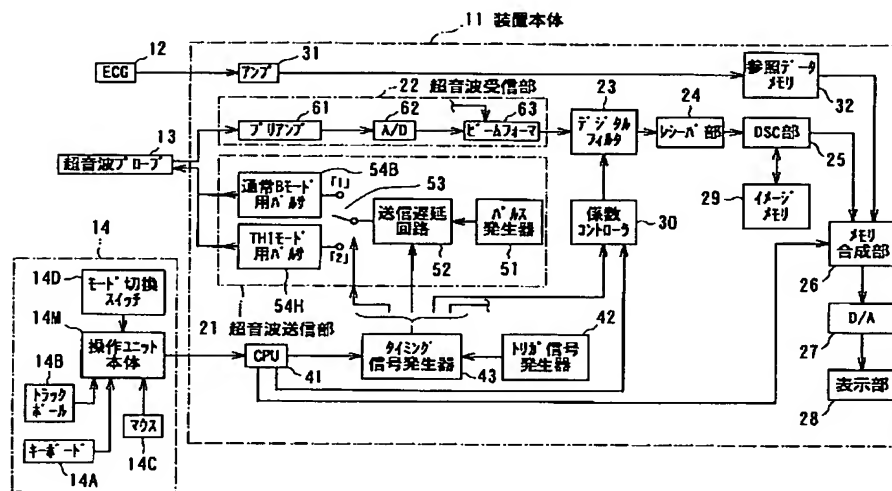
11 装置本体

13 超音波プローブ(送信手段、受信手段、送受信手段、第1及び第2の送信手段、第1及び第2の受信手段)

(13) 第2001-61841 (P2001-6e0?A)

- 14 操作ユニット
 14D モード切換スイッチ
 21 超音波送信部 (送信手段、送受信手段、第1及び第2の送信手段)
 22 超音波受信部 (受信手段、送受信手段、第1及び第2の受信手段)
 23 デジタルフィルタ (受信手段、送受信手段、第1及び第2の受信手段)
 24 レシーバ部 (生成手段)
 25 DSC (生成手段)
 26 メモリ合成部 (表示手段)
 27 D/A変換器 (表示手段)
 28 表示部 (表示手段)
 29 イメージメモリ
 30 係数コントローラ (送受信制御手段)
 41 CPU (送受信制御手段)
 42 トリガ信号発生器 (送受信制御手段)
 43 タイミング信号発生器 (送受信制御手段)
 53 スイッチ (送受信制御手段)
 54B 通常Bモード用パルサ
 54H THIモード用パルサ
 61 加算回路 (加算手段)
 62 ラインメモリ (加算手段)
 70 乗算器 (乗算手段)

【図1】



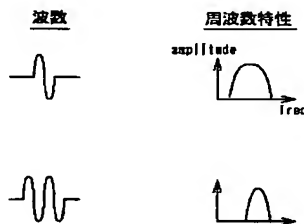
【図2】

	通常B	THI
送信周波数	5 MHz	2.5 MHz
送信波数	1	2
駆動電圧	60V	100V
駆動波数	60	80

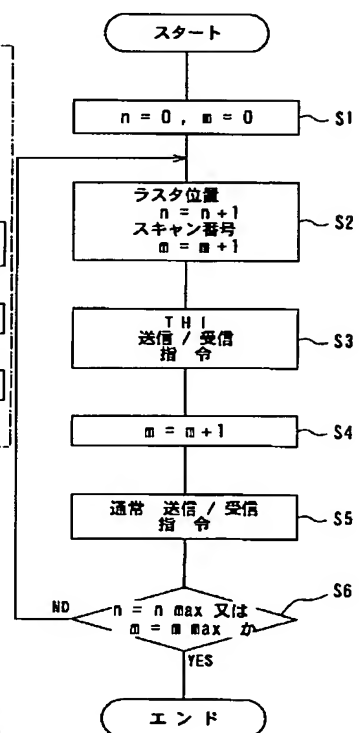
(a) [通常Bモード]

(b) [THIモード]

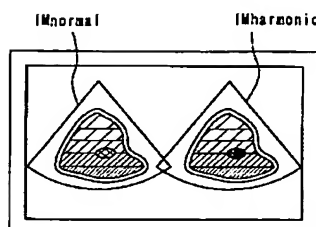
【図3】



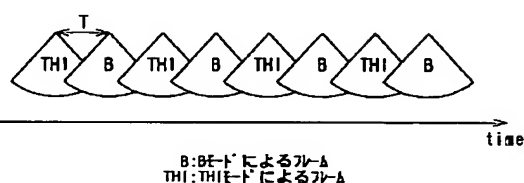
【図5】



【図7】

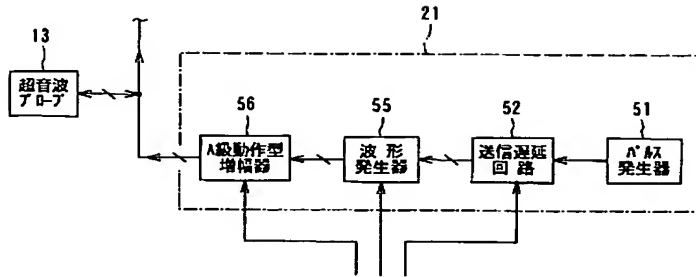


【図8】

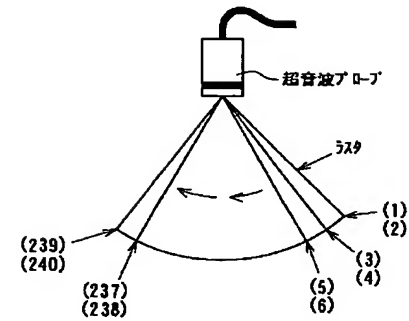


(14) 月2001-61841 (P2001-6, A)

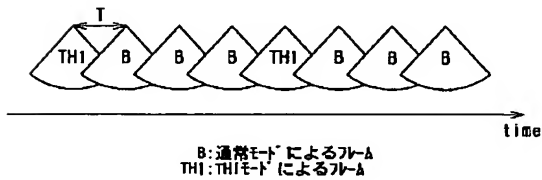
【図4】



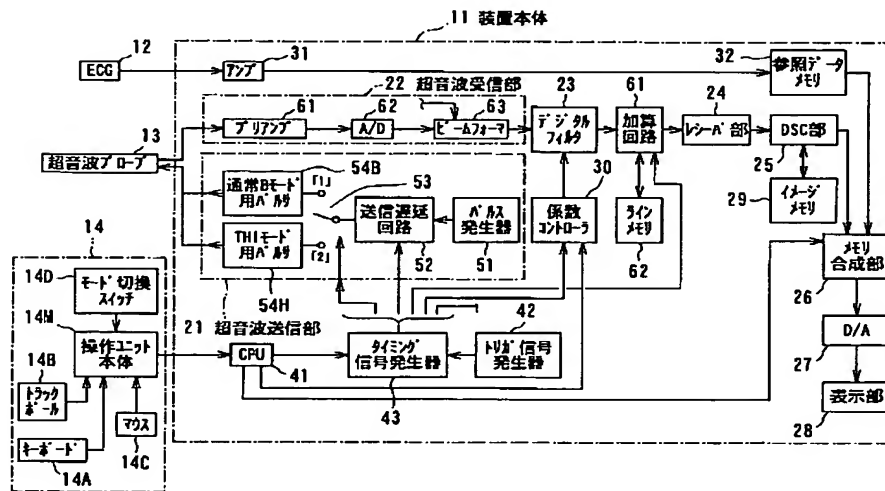
【図6】



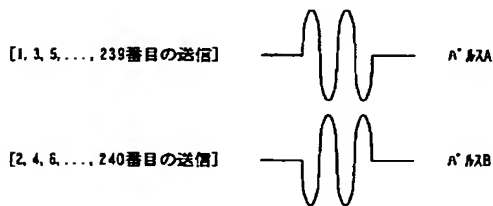
【図9】



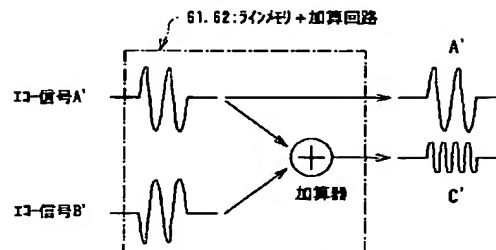
【図10】



【図11】

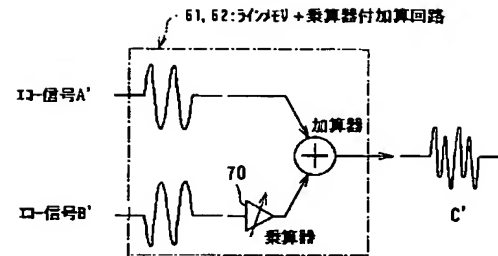


【図12】



(15) 冊2001-61841 (P2001-6@縦横

【図13】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 CC01 CC02 DD06 DD07
EE11 EE20 FF28 GB02 HH01
HH02 HH04 HH07 HH17 HH38
HH52 JB03 JB04 JB11 JB29
JB32 JB36 JB38 JB42 JC14
KK13 KK30 LL02 LL04 LL06
LL20